

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Herbert BRUDER et al.
Application No.: NEW APPLICATION
Filed: August 21, 2003
For: RETROSPECTIVE AND/OR WINDOW-CONTROLLED FILTERING OF
IMAGES FOR ADAPTING SHARPNESS AND NOISE IN COMPUTED
TOMOGRAPHY

PRIORITY LETTER

August 21, 2003

MAIL STOP NEW APPLICATION
COMMISSIONER FOR PATENTS
P.O. BOX 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

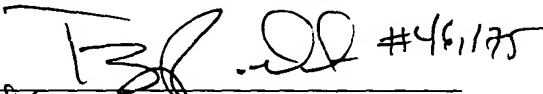
<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
10238322.7	August 21, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By

 #46175

Donald J. Daley, Reg. No. 34, 313
P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD/jj

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 38 322.7

Anmeldetag: 21. August 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Retrospektive bzw. fenstergesteuerte Filterung von
Bildern zur Adaption von Schärfe und Rauschen in der
Computer-Tomographie

IPC: G 06 T 17/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 10. Juli 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, likely belonging to the President of the German Patent and Trademark Office. The signature is stylized and cursive, with a large initial 'H' and a long, sweeping tail.

Agurks

Beschreibung

Retrospektive bzw. fenstergesteuerte Filterung von Bildern
zur Adaption von Schärfe und Rauschen in der Computer-
5 Tomographie

Mit modernen medizinischen Diagnoseverfahren, wie beispiels-
weise der Röntgen-Computertomographie (CT), können Bilddaten
eines untersuchten Messobjektes gewonnen werden. In der Regel
10 handelt es sich bei dem untersuchten Messobjekt um einen
Patienten.

Die Röntgen-Computertomographie - im Nachfolgenden kurz mit
CT bezeichnet - ist ein spezielles Röntgen-Aufnahmeverfahren,
15 dass sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem klassischen
Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren unterscheidet. Bei CT-Auf-
nahmen erhält man Transversal-Schnittbilder, also Abbildungen
von Körperschichten, die im Wesentlichen senkrecht zur Kör-
perachse orientiert sind. Die im Bild dargestellte gewebespe-
20 zifische physikalische Größe ist die Verteilung des Schwä-
chunswertes von Röntgenstrahlung $\mu(x,y)$ in der Schnittebene.
Das CT-Bild erhält man durch Rekonstruktion der vom verwen-
deten Meßsystem gelieferten eindimensionalen Projektionen der
zweidimensionalen Verteilung von $\mu(x,y)$ aus zahlreichen
25 verschiedenen Blickwinkeln.

CT-Bilder sind sowohl mittels eines CT-Geräts mit endlos
umlauffähigem Abtastsystem als auch mittels eines C-Bogen-
Geräts mit nur um weniger als 360° rotierbarem Abtastsystem
30 generierbar. Die Abkürzung "CT", z.B. bei "CT-Rohdaten", wird
im Folgenden im Hinblick auf beide Gerätetypen gebraucht.

Die Projektionsdaten ermitteln sich aus der Intensität I
eines Röntgenstrahls nach seinem Weg durch die abzubildende
35 Schicht und seiner ursprünglichen Intensität I_0 an der Rönt-
genquelle gemäß dem Absorptionsgesetz

$$\ln \frac{I}{I_0} = \int_L \mu(x, y) dl \quad (1)$$

Der Integrationsweg L repräsentiert die Bahn des betrachteten Röntgenstrahls durch die zweidimensionale Schwächungsverteilung $\mu(x, y)$. Eine Bildprojektion setzt sich dann aus den mit den Röntgenstrahlen einer Blickrichtung gewonnenen Messwerten der Linienintegrale durch die Objektschicht zusammen.

Man erhält die aus verschiedensten Richtungen stammenden Projektionen - charakterisiert durch den Projektionswinkel α - durch ein kombiniertes Röntgenröhren-Detektor-System, das in der Schichtebene um das Objekt rotiert. Die derzeit gebräuchlichsten Geräte sind sogenannte „Fächerstrahlgeräte“ bei denen Röhre und ein Array aus Detektoren (eine lineare Anordnung von Detektoren) in der Schichtebene gemeinsam um ein Drehzentrum, welches auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes ist, rotieren. Die mit sehr langen Messzeiten behafteten „Parallelstrahlgeräte“ werden hier nicht erläutert. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass eine Transformation von Fächer- auf Parallelprojektionen und umgekehrt möglich ist, so dass die vorliegende Erfindung, die anhand eines Fächerstrahlgerätes erklärt werden soll, ohne Einschränkung auch für Parallelstrahlgeräte anwendbar ist.

Bei Fächerstrahlgeometrie besteht eine CT-Aufnahme aus Linienintegralmesswerten $-\ln(I/I_0)$ eintreffender Strahlen, die durch eine zweidimensionale Verknüpfung des Projektionswinkels $\alpha \in [0, 2\pi)$ und den die Detektorpositionen definierenden Fächerwinkeln $\beta \in [-\beta_0, \beta_0]$ (β_0 ist der halbe Fächeröffnungswinkel) charakterisiert sind. Da das Messsystem nur über eine endliche Anzahl k von Detektorelementen verfügt und eine Messung aus einer endlichen Anzahl y von Projektionen besteht, ist diese Verknüpfung diskret und kann durch eine Matrix dargestellt werden:

$$\tilde{p}(\alpha, \beta_k): [0, 2\pi) \times [-\beta_0, \beta_0] \quad (2)$$

bzw.

$$\tilde{p}(y,k): (1,2,\dots,N_P) \times (1,2,\dots,N_S) \quad (3)$$

5

Die Matrix $\tilde{p}(y,k)$ heißt Sinogramm für Fächerstrahlgeometrie. Die Projektionszahl y und die Kanalzahl k liegen in der Größenordnung von 1000.

- 10 Bildet man gemäß Gleichung (1) die Logarithmen, so erhält man also die Linienintegrale sämtlicher Projektionen

$$p(\alpha;\beta) = \ln \frac{I}{I_0} = - \int_L \mu(x,y) dl \quad (2)$$

- 15 deren Gesamtheit auch als die Radon-Transformierte der Verteilung $\mu(x,y)$ bezeichnet wird. Eine solche Radon-Transformation ist umkehrbar, $\mu(x,y)$ demnach aus $p(\alpha,\beta)$ durch Rücktransformation (inverse Radontransformation) errechenbar. Bei dieser Rücktransformation wird üblicherweise ein Fal-
- 20 tungs-Algorithmus angewendet, bei dem die Linienintegrale je Projektion zunächst mit einer speziellen Funktion gefaltet und dann längs der ursprünglichen Strahlrichtungen auf die Bildebene rückprojiziert werden. Diese spezielle Funktion,
- 25 durch die der Faltungs-Algorithmus im Wesentlichen charakterisiert ist, wird als "Faltungskern" bezeichnet. Durch die mathematische Gestalt des Faltungskerns besteht die Möglichkeit, die Bildqualität bei der Rekonstruktion eines CT-Bildes aus den CT-Rohdaten gezielt zu beeinflussen. Beispielsweise können durch einen entsprechenden Faltungskern hohe Frequen-
- 30 zen betont werden, um die Ortsauflösung im Bild zu erhöhen, oder durch einen entsprechend anders gearteten Faltungskern hohe Frequenzen zur Reduktion des Bildrauschens gedämpft werden. Zusammengefasst kann also gesagt werden, dass bei der Bildrekonstruktion in der Computertomographie durch Wahl
- 35 eines geeigneten Faltungskerns die Bildcharakteristik, die durch Bildschärfe/Bildrauschen und Bildkontrast (beide ver-

halten sich zueinander komplementär) charakterisiert ist, beeinflusst werden kann. Dabei besteht ein direkt proportionaler Zusammenhang zwischen Bildschärfe und Bildrauschen, d.h. dass bei Erhöhung der Bildschärfe im gleichen Maße das Rauschen erhöht wird.

Auf das Prinzip der Bildrekonstruktion in der CT durch Berechnung der μ -Wert-Verteilung soll nun nicht weiter eingegangen werden. Eine ausführliche Beschreibung der CT-Bildrekonstruktion ist beispielsweise in „Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik“, 3. Auflage, München: Publicis MCD Verlag, 1995, Hrsg.: Morneburg Heinz, ISBN 3-89578-002-2, dargestellt.

Allerdings ist mit der Berechnung der μ -Wert-Verteilung der durchstrahlten Schicht die Aufgabe der Bildrekonstruktion noch nicht abgeschlossen. Die Verteilung des Schwächungskoeffizienten μ repräsentiert im medizinischen Anwendungsbereich nur eine anatomische Struktur, welche noch in der Form eines Röntgenbildes dargestellt werden muß.

Nach einem Vorschlag von G.N. Hounsfield ist es allgemein üblich geworden, die Werte des linearen Schwächungskoeffizienten μ (der die Maßeinheit cm^{-1} hat) auf eine dimensionslose Skala zu transformieren, in der Wasser den Wert 0 und Luft den Wert -1000 erhält. Die Umrechnungsformel auf diese „CT-Zahl“ lautet:

$$CT\text{-Zahl} = \frac{\mu - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} 1000 \quad (4)$$

Die Einheit der CT-Zahl heißt „Hounsfield-Unit“ (HU). Diese als „Hounsfield-Skala“ bezeichnete Skala ist sehr gut zur Darstellung anatomischen Gewebes geeignet, da die Einheit HU die Abweichung in Promille von μ_{Wasser} ausdrückt und die μ -Werte der meisten körpereigenen Substanzen sich nur wenig vom μ -Wert des Wassers unterscheiden. Aus dem Zahlenbereich (von

-1000 für Luft bis ca 3000) werden nur ganze Zahlen als Träger der Bildinformation verwendet.

Allerdings würde die Darstellung des gesamten Skalenbereiches von etwa 4000 Werten das Unterscheidungsvermögen des menschlichen Auges bei weitem übersteigen. Zudem interessiert den Betrachter oft nur ein kleiner Ausschnitt des Schwächungswertebereiches, z.B. die Differenzierung von grauer und weißer Gehirns substanz, die sich nur um etwa 10 HU unterscheiden.

Aus diesem Grunde benutzt man die sogenannte Bildfensterung (engl.: Windowing). Dabei wird nur ein Teil der CT-Werteskala ausgewählt und über alle verfügbaren Graustufen gespreizt. Auch kleine Schwächungsunterschiede innerhalb des gewählten Fensters werden so zu wahrnehmbaren Grautonunterschieden, während alle CT-Werte unterhalb des Fensters schwarz und alle CT-Werte oberhalb des Fensters weiß dargestellt sind. Das Bildfenster kann sowohl in seinem Zentralniveau als auch in seiner Weite beliebig variiert werden.

Nun ist es in der Computer-Tomographie von Interesse, Multiplanare Reformatierungen (MPR bzw. Sekundärschnitte) vorzunehmen. Multiplanare Reformatierungen sind aus einem Volumendatensatz (auch als Primärdatensatz bezeichnet und üblicherweise repräsentiert durch dünne axiale Schichten) berechnete, beliebig geneigte, ebene CT-Bilder. Da die Pixel im Allgemeinen nicht die in dem Volumendatensatz definierte Position treffen und die Schichtdicke einer MPR beliebig eingestellt werden können soll, muss dabei geeignet interpoliert werden. Die Auflösung eines Volumendatensatzes insbesondere bei neueren CT-Geräten ist nahezu isotrop. Aus diesem Grund lassen sich aus einem solchen Volumendatensatz hochqualitative MPR berechnen deren Qualität sich nicht von der der primären Bilder unterscheidet.

Allerdings ist es im Rahmen einer guten diagnostischen Bildbewertung ebenfalls von Interesse, die Bildcharakteristik

eines MPR - im Wesentlichen gekennzeichnet durch Schärfe und Rauschen - durch geeignetes Filtern zu Manipulieren. Schärfe und Rauschen der Reformatierungen sind im Wesentlichen durch Schärfe und Rauschen der primären, axialen Bilder sowie durch
5 die bei der Generierung der MPR eingestellten Schichtdicke bestimmt.

Die Darstellung von CT-Bildern, insbesondere die von MPRs, mit unterschiedlicher Bildcharakteristik ist deshalb von
10 Interesse, weil unterschiedliches Evaluieren (d.h. eine unterschiedliche klinische Bewertung) der gleichen Aufnahme des entsprechenden Gewebes eine verschiedenartige Darstellung des aufgenommenen Gewebes erfordert.

15 Im Stand der Technik wird eine gezielte Manipulation der Bildcharakteristik von Sekundärschnitten dadurch erreicht, dass aus den Rohdaten ein neuer Volumendatensatz durch eine neue Bildrekonstruktion mit geänderten Faltungskernparametern ermittelt wird und auf der Basis dieses neuen Primärdatensatzes eine anschließende erneute Erzeugung der ursprünglichen
20 Sekundärschnitte erfolgt. Dies bedeutet eine Rekonstruktion mit einem anderen Faltungskern, der eine unterschiedliche Charakteristik aufweist, z.B. eben eine andere Schärfe.

25 Durch diese bekannte Vorgehensweise kann das oben beschriebene Ziel, die Bildcharakteristik von CT-Bildern insbesondere von Sekundärschnitten gemäß den diagnostischen Anforderungen optimal anzupassen, nur zum Teil realisiert werden. Eine erneute erste Rekonstruktion mit den dem späteren Nutzen
30 angepassten Parametern verändert die Schärfe nur transversal zur Patientenachse. Die Patientenachse wird im Folgenden als z-Achse bezeichnet. In einer aus dieser Rekonstruktion erzeugten MPR bleiben die bildcharakterisierenden Eigenschaften in z-Richtung unverändert.

35

Um auch in z-Richtung den gewünschten Erfolg zu erzielen, müssten die Schichtprofile (engl.: Slice Sensity Profile,

SSP) dieser ersten Rekonstruktion individuell angepasst werden. Bisher ist diese Anpassung nur in diskreten Schritten möglich, das heißt eine Funktion zur beliebig genauen Abstimmung der SSP - die im Prinzip auch als axiale Schärfe bezeichnet werden kann - wird in derzeitigen CT-Geräten nicht zur Verfügung gestellt. Auch wenn ein beliebiges SSP bei der ersten Rekonstruktion verwendet werden könnte, würde die Erzeugung von geeignet veränderten Sekundärschnitten einen erheblichen Bedienungs- und Rechenzeitaufwand erfordern.

10

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, hinsichtlich diagnostisch optimierten Gesichtspunkten neue Techniken zur Verbesserung bzw. Vereinfachung der Filterung von CT-Bildern vorzuschlagen.

15

Erfindungsgemäß wird also ein erstes erfindungsgemäßes Verfahren zur Filterung von CT-Bildern vorgeschlagen, aufweisend die folgenden Schritte:

20

a) Aufnehmen eines CT-Rohdatensatzes mit einem CT-Gerät oder mit einem C-Bogen-Gerät,

b) Rekonstruktion eines Primärdatensatzes aus dem CT-Rohdatensatz mittels einem beispielsweise scharfen Faltungskern und einem beispielsweise schmalen Schichtempfindlichkeitsprofil,

c) Bereitstellen einer Transferfunktion als funktionaler Zusammenhang zwischen Fensterweite und Bildschärfe,

d) Automatische Berechnung der Bildschärfe des CT-Bildes einer ausgewählten, in dem Primärdatensatz liegenden

30

Schicht in Abhängigkeit von einer ausgewählten Fensterweite für die ausgewählte Schicht durch einen Bildverarbeitungsprozess auf Basis der Transferfunktion.

35

Dabei wird gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel dieses ersten erfindungsgemäßen Verfahrens in dem Bildverarbeitungsprozess die Fensterweite an zumindest einen Parameter des dreidimensionalen Faltungskerns gekoppelt, mit dem der Pri-

märdatensatz erneut gefaltet und die zumindest eine Schicht hinsichtlich der Bildschärfe modifiziert wird.

Gemäß einen zweiten Ausführungsbeispiel des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens wird in dem Bildverarbeitungsprozess die Fensterweite an zumindest einen Parameter eines zweidimensionalen Faltungskerns gekoppelt, mit dem die zumindest eine Schicht gefaltet und hinsichtlich der Bildschärfe modifiziert wird.

Bei beiden Ausführungsbeispielen wird eine erneute Rekonstruktion mit geänderten Kernparametern und die erneute Berechnung von Sekundärschnitten vermieden, was als solches ein wesentlich schnelleres Verfahren darstellt.

Vorteilhafterweise wird anfangs der Primärdatensatz mit einem maximal scharfen Faltungskern und maximal schmalen Schichtempfindlichkeitsprofil rekonstruiert.

Erfindungsgemäß kann die Schicht eine axiale Schicht oder aber auch eine Sekundärschicht sein.

Die Auswahl der Fensterweite erfolgt dabei durch den Anwender mittels Maus oder Tastatur.

Weiterhin kann es von Vorteil sein, wenn die Transferfunktion zusätzlich einen funktionalen Zusammenhang zwischen Fensterweite und Schichtempfindlichkeitsprofil darstellt.

Erfindungsgemäß wird ferner ein zweites erfindungsgemäßes Verfahren zur Filterung von CT-Bildern vorgeschlagen aufweisend die folgenden Schritte:

- (1) Aufnehmen eines CT-Rohdatensatzes mit einem CT-Gerät oder mit einem C-Bogen-Gerät,

- (2) Rekonstruktion eines Primärdatensatzes mit beispielsweise scharfem Faltungskern und beispielsweise schmalem Schichtempfindlichkeitsprofil,
- (3) Rekonstruktion eines Bildstapels mit einer entsprechenden Bildcharakteristik auf der Basis des Primärdatensatzes,
- (4) Berechnung einer geänderten Bildcharakteristik des Bildstapels durch einen im Hintergrund auf dem Bildrechner ablaufenden Bildverarbeitungsprozess,
- (5) Visualisieren des Bildstapels in Form von CT-Bildern mit der geänderten Bildcharakteristik.

Dabei kann der Anwender in einem wiederum ersten Ausführungsbeispiel dieses zweiten erfindungsgemäßen Verfahrens über eine Eingabeschnittstelle zumindest einen Parameter des dreidimensionalen Primärdaten-Faltungskerns variieren, mit dem dann in dem Bildverarbeitungsprozess der Primärdatensatz erneut gefaltet und daraus ein neuer Bildstapel ermittelt wird, der hinsichtlich der Bildschärfe modifiziert wird.

In einem zweiten Ausführungsbeispiel des zweiten erfindungsgemäßen Verfahrens kann der Anwender über eine Eingabeschnittstelle zumindest einen Parameter eines zweidimensionalen Faltungskerns variieren, mit dem dann in dem Bildverarbeitungsprozess die einzelnen Schichten des Bildstapels einzeln gefaltet und hinsichtlich ihrer Bildschärfe modifiziert werden.

Die Schritte (4) und (5) können vom Anwender so oft wiederholt werden, bis eine befriedigende Bildcharakteristik erreicht ist.

Der Bildstapel kann erfindungsgemäß einen Stapel aus axialen Bildern oder aber einen Stapel aus beliebigen Sekundärschnitten darstellen.

Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung ist es, dass bei ungenügender Bildcharakteristik auch die Schichtdicke

einer in dem Bildstapel enthaltenen Schicht variiert werden kann.

Erfindungsgemäß wird ferner ein Computer-Tomographiegerät zur
5 Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche vorgeschlagen, mit einem Computer, der die einzelnen Schritte der CT-Bildverarbeitung durchführt.

Ebenso wird erfindungsgemäß ein Computersoftware-Produkt
10 vorgeschlagen, welches ein Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche implementiert, wenn es auf einer mit einem Computer-Tomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

15 Weitere Merkmale, Eigenschaften und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden nunmehr anhand von Ausführungsbeispielen und unter Bezugnahme auf die begleitenden Figuren der Zeichnungen erläutert.

20 Figur 1 zeigt schematisch eine CT-Apparatur für ein Fächerstrahlverfahren gemäß der vorliegenden Erfindung,

Figur 2 zeigt eine Hounsfield-Skala, in der die Hounsfield-Einheiten (HE) unterschiedlicher Organe des menschlichen Körpers angegeben sind,
25

Figur 3 zeigt eine Fensterung (Windowing) bei der Darstellung von CT-Bildern,

30 Figur 4 zeigt eine erfindungsgemäße Transferfunktion,

Figur 5 zeigt die Äquipotentialfläche eines 3D-Faltungskerns in Form eines Ellipsoides, das durch eine charakteristische Ebene geschnitten wird,

35

Figur 6 zeigt die durch die charakteristische Ebene gegebene Äquipotentiallinie in Form einer Ellipse.

In Figur 1 ist schematisch ein Computer-Tomographiegerät für ein Fächerstrahlverfahren dargestellt, das gemäß der vorliegenden Erfindung arbeitet. Bei diesem Gerät rotieren Röntgen-
5 Röhre 1 und Strahlenempfänger 2 (Detektoren) gemeinsam um eine Drehmitte, die auch Mitte des kreisförmigen Messfeldes 5 ist, und in der sich der zu untersuchende Patient 3 auf einer Patientenliege 4 befindet. Anstelle des Computertomographie-Geräts könnte auch ein C-Bogen-Gerät zum Einsatz kommen. Um
10 verschiedene parallele Ebenen des Patienten 3 untersuchen zu können, kann die Patientenliege entlang der Körperlängsachse verschoben werden. Wie man aus der Zeichnung erkennen kann, ergeben sich bei CT-Aufnahmen Transversalschnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im Wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Diese Schichtdarstellungsmethode stellt die Verteilung des Schwächungswertes $\mu_z(x,y)$ selbst dar (z ist die Position auf der Körperlängsachse). Die Computer-Tomographie (im folgenden CT genannt) benötigt Projektionen unter sehr vielen Winkeln α . Zur Erzeugung einer Schichtaufnahme wird der von der Röntgenröhre 1
20 emittierte Strahlenkegel so ausgeblendet, dass ein ebener Strahlenfächer entsteht, der eindimensionale Zentralprojektionen der durchstrahlten Schicht entwirft. Zur exakten Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungswerte $\mu_z(x,y)$ muss dieser Strahlenfächer senkrecht auf der Drehachse stehen und außerdem so weit gespreizt sein, dass er aus jeder Projektionsrichtung α die anvisierte Schicht des Messobjektes vollständig überdeckt. Dieser das Objekt durchdringende Strahlenfächer wird von Detektoren, die auf einem Kreissegment linear
30 angeordnet sind, aufgefangen. Bei handelsüblichen Geräten sind dies bis zu 1000 Detektoren. Der einzelne Detektor reagiert auf die eintreffenden Strahlen mit elektrischen Signalen, deren Amplitude proportional zur Intensität dieser Strahlen ist.

35

Jedes einzelne zu einer Projektion α gehörige Detektorsignal wird jeweils von einer Messelektronik 7 aufgenommen und an

einen Computer 8 weitergeleitet. Mit dem Computer 8 lassen sich die gemessenen Daten nun in geeigneter Weise verarbeiten und zunächst in Form eines Sinogramms (in dem die Projektion α als Funktion der Messwerte des entsprechenden Kanals β aufgetragen wird) in sogenannten Gordon-Einheiten, schließlich aber in Form eines natürlichen Röntgenbildes in Hounsfield-Einheiten an einem Monitor 6 visualisieren.

Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, einfache und schnelle Verfahren bereitzustellen, um die Bildcharakteristik von CT-Bildern - insbesondere von Sekundärschnitten - nach diagnostischen Gesichtspunkten anpassen zu können.

Ein erstes Ausführungsbeispiel eines ersten erfindungsgemäßen Verfahrens besteht darin, - im Gegensatz zum oben beschriebenen Stand der Technik - eine direkte Filterung des aus den Rohdaten gewonnenen Volumendatensatzes vorzunehmen. Dabei werden die Rohdaten in einem ersten Schritt mittels Detektorelementen 2 in Form von Schwächungsprofilen unterschiedlicher Projektionen und diese wiederum in unterschiedlichen benachbarten Schichten entlang der Körperachse gemessen. Die Rohdaten werden von der Messelektronik 7 aufgenommen und an den Computer 8 weitergeleitet, der in einem zweiten Schritt aus diesem CT-Rohdatensatz einen Primärdatensatz (Volumendatensatz) errechnet, welcher als solcher in Form von HU-Einheiten die Grundlage für die Berechnung axialer bzw. sekundärer Schnittbilder darstellt. Alle weiteren Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens werden in dem Computer 8 des CT-Gerätes rein rechnerisch durchgeführt bzw. auf dem Monitor 6 visualisiert.

So erfolgt die erfindungsgemäße Filterung des Primärdatensatzes retrospektiv in dem ersten Ausführungsbeispiel des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens durch eine dreidimensionale Faltung, indem ein dreidimensionaler Faltungskern in Form einer dreidimensionalen Matrix direkt auf den Volumendatensatz angewendet wird. Der Volumendatensatz wird so in der

Weise verändert, dass die daraus erzeugten Sekundärschnitte die gewünschte Bildcharakteristik aufweisen.

Das Frequenzverhalten der axialen Primärbilder in transversaler Richtung (also in x-y-Richtung) ist durch die Modulations-Übertragungs-Funktion des verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus bestimmt und im allgemeinen isotrop. Die Modulations-Übertragungs-Funktion gibt an, welche (Orts-) Frequenz mit welcher Amplitude im Bild sichtbar ist. Dabei ist die Modulations-Übertragungs-Funktion im Wesentlichen von der Geometrie des Röntgensystems (Fokusbreite, Anzahl der Detektorkanäle in transversaler Richtung, Anzahl der Projektionen pro Umlauf usw.) und von dem Faltungskern, der bei der Rekonstruktion verwendet wird, abhängig. In z-Richtung definiert das SSP bestehend aus Messsystemsanteilen (Fokuslänge, Breite der Detektorelemente usw.) und Algorithmusanteilen (axiale Gewichtungsfunktion im Spiralalgorithmus) das Verhalten im Frequenzraum. In der Regel ist diese Richtung - auch bei 3D-isotroper Auflösung - gegenüber den axialen Schichtebenen ausgezeichnet.

Ein dreidimensionaler Faltungskern mit der gewünschten Wirkung auf die Bildcharakteristik kann radialsymmetrisch in Bezug auf die z-Achse sein, während die z-Achse eine Sonderrolle einnimmt. Im Allgemeinen ist die Filtercharakteristik jedoch entlang aller drei Raumachsen unterschiedlich.

Zur Veranschaulichung sei angenommen, dass der zur Filterung korrespondierende 3D-Faltungskern eine Gaußfunktion sei, wobei im allgemeinen Fall deren Breite entlang aller Achsen verschieden ist. Die Äquipotentialfläche eines solchen Faltungskerns ist dann die Oberfläche eines Ellipsoides mit unterschiedlichen Halbachsen, wie es beispielsweise in Figur 5 dargestellt ist. Auf Basis eines solchen Ellipsoides wird der Volumendatensatz ermittelt auf dessen Grundlage dann die Sekundärschnitte (MPRs) interpoliert werden.

Ein zweites Ausführungsbeispiel des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens besteht darin, die Sekundärschnitte (MPRs) direkt zu filtern. Das übliche Vorgehen dabei ist, aufgrund der zuvor eingestellten Schichtdicke sowie der räumlichen Lage eines Sekundärschnittes eine zweidimensionale Faltung vorzunehmen. Der dazu benötigte zweidimensionale Faltungskern ist eine zweidimensionale Matrix, die durch den Schnitt des 3D-Faltungskerns mit der charakteristischen Ebene des entsprechenden Sekundärschnittes gegeben ist. Die charakteristische Ebene ist durch eine zu den Sekundärschnitten parallele Ebene durch den Ursprung eindeutig festgelegt und definiert die Lage der Sekundärschnitte. Im allgemeinen Fall ergeben sich für die Äquipotentiallinien des zweidimensionalen Faltungskernes Ellipsen mit im Allgemeinen gegenüber der kartesischen Geometrie gedrehten Achsen. In Figur 6 ist eine solche Ellipse dargestellt.

Im Grunde genommen sind beide Ausführungsbeispiele - 3D-Faltung des Volumendatensatzes und anschließende Berechnung der MPRs (3D-Filter + MPR) bzw. Berechnung der MPRs und deren anschließende Filterung mit einem 2D-Faltungskern (MPR + 2D-Filter) - äquivalent, sofern die Eigenschaften senkrecht zur MPR-Ebene durch den Algorithmus zur Berechnung der Sekundärschnitte bestimmt werden. So wird beispielsweise bei der Berechnung einer MPR mit Hilfe einer Interpolationsfunktion vom Benutzer die Schichtdicke eingestellt. Insbesondere bei einer zweidimensionalen Filterung sollen auch nur die transversalen Charakteristika der MPRs verändert werden.

Speziell das zweite Ausführungsbeispiel des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens (zweidimensionaler Faltungskern angewendet auf bereits vorhandene MPRs) ermöglicht die Veränderung der Bildcharakteristik (Schärfe, Rauschen) bereits vorhandener MPRs in einem einzigen Schritt. Bei typischen Rechenzeiten von ca. 100msek pro MPR ist dieses Verfahren wesentlich schneller als das herkömmliche Verfahren, bei dem aus den Rohdaten eine erneute Rekonstruktion des Primärdaten-

satzes und eine anschließende erneute Berechnung der Sekundärschnitte durchgeführt wird. Legt man einen Stapel von 100 Primärbildern zugrunde, aus dem 50 Sekundärschnitte berechnet wurden, so erfordert das konventionelle Verfahren allein für die Rekonstruktion 50 Sekunden wenn man zwei rekonstruierte Primärbilder pro Sekunde annimmt. Hinzu kommt außerdem noch die Erzeugung der Sekundärschnitte. Eine direkte Filterung gemäß des zweiten Ausführungsbeispieles des ersten Verfahrens der vorliegenden Erfindung hingegen benötigt nur etwa 5 Sekunden.

Das Ausführungsbeispiel des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens in Form der 3D-Faltung ist nicht ganz so schnell wie die direkte Faltung der bereits berechneten Sekundärschnitte, da vor einer erneuten Berechnung von Sekundärschnitten der Volumendatensatz mit einem 3D-Faltungskern neu bestimmt wird, was zeitaufwendiger ist als eine reine Faltung bestehender MPRs. Der Vorteil einer solchen Vorgehensweise besteht jedoch darin, dass im Nachhinein beliebige Sekundärschnitte durch das neu berechnete Volumen gelegt werden können, die letztendlich die gewünschte Bildcharakteristik aufweisen.

Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung ist es, in einem zweiten erfindungsgemäßen Verfahren dem Anwender eine Möglichkeit zu geben, mittels einer geeigneten visuellen Schnittstelle (engl.: Interface), die letztlich im Computer 8 implementiert werden soll, auf einfache und schnelle Weise die Bildcharakteristik eines CT-Bildes (insbesondere einer MPR) der diagnostischen Anforderung anpassen zu können. Speziell können so unterschiedliche anatomische Gewebstypen mit unterschiedlicher Bildcharakteristik (Bildschärfe und Bildrauschen) dargestellt werden.

Das zweite erfindungsgemäße Verfahren der vorliegenden Erfindung macht sich die Tatsache zunutze, dass die CT-Werte (HU-Werte) je nach der organischen Struktur in der Hounsfield-Skala unterschiedliche Bereiche belegen.

lösen, wählt man geeigneter Weise ein kleines Fenster, in dem die Bildschärfe zwar hoch ist, gleichzeitig aber eine damit verbundene hohe Rauschamplitude in Kauf genommen wird.

- 5 Aus diagnostischer Sicht ist es sinnvoll, wenn die zur Bild-
darstellung gewählte Fensterweite die Schärfeparameter und
damit die Bildcharakteristik festlegt. Der erfinderische
Gedanke besteht also darin, die zur Bilddarstellung gewählte
Fensterweite an Bildschärfe und Rauschen zu koppeln. Dazu
10 wird erfindungsgemäß eine Transferfunktion definiert, die der
gewählten Fensterweite eindeutig einen Faltungskern zuordnet.
Eine solche Transferfunktion ist in Figur 4 dargestellt. Die
Abszisse stellt die Fensterweite, die Ordinate die Bildschär-
fe dar. Sinnvollerweise ist die Transferfunktion eine monoton
15 ansteigende Kurve, da mit zunehmender Fensterweite bei gege-
bener maximaler Rausch-Amplitude das Rauschen immer weiter
unterdrückt und der Bildkontrast erhöht wird. Generell jedoch
kann ein beliebiger, die Diagnose sinnvoll unterstützender
Zusammenhang zwischen Fensterweite und Bildschärfe gewählt
20 werden.

- Durch diesen funktionalen Zusammenhang zwischen Fensterweite
und Bildschärfe, der im Computer 8 des CT-Gerätes erfindungs-
gemäß softwaremäßig implementiert ist, ist es dem Anwender
25 möglich, gemäß einem ersten Ausführungsbeispiel des zweiten
erfindungsgemäßen Verfahrens die Bildschärfe des CT-Bildes
einer ausgewählten, in dem Volumendatensatz liegenden Schicht
durch Filtern dieses zugrundeliegenden Volumendatensatzes in
einem Bildverarbeitungsprozess auf Basis der Transferfunktion
30 zu ändern. Im allgemeinen Fall kann dabei - wie bereits oben
ausführlich beschrieben - die Filtercharakteristik (die Be-
schaffenheit des der Filterung zugrundeliegenden Faltungs-
kerns) entlang aller drei Raumachsen unterschiedlich sein.
Anschaulich sind dann die Äquipotentialflächen des Faltungs-
35 kerns Oberflächen von Ellipsoiden mit unterschiedlichen Halb-
achsen. Ein Filtern des Volumendatensatzes hat den Vorteil,
dass im Nachhinein beliebige Schichten in diesem Volumenda-

tensatz mit der entsprechend modifizierten Bildcharakteristik erhalten werden können.

Aus Gründen der (Rechen-) Geschwindigkeit wird man jedoch in
5 einem zweiten Ausführungsbeispiel des zweiten erfindungsgemä-
ßen Verfahrens eine direkte Filterung der Sekundärschnitte
durch Verwendung eines zweidimensionalen Faltungskerns vor-
nehmen. Die räumliche Lage der Sekundärschnitte (MPRs) ist
10 durch eine zu den Sekundärschnitten parallelen Ebene durch
den Koordinatenursprung (im Folgenden als "charakteristische
Ebene" bezeichnet) eindeutig festgelegt. Der verwendete 2D-
Faltungskern ist - wie bereits erläutert und in Figur 6 dar-
gestellt - als Schnitt des 3D-Faltungskerns (Ellipsoid) mit
der charakteristischen Ebene in Form einer Ellipse gegeben.

15 Die Filterung nach dem zweiten Ausführungsbeispiel des zwei-
ten erfindungsgemäßen Verfahrens wird dadurch realisiert,
dass eine zweidimensionale Faltung auf der entsprechenden
Sekundärebene (MPR) eines vorgegebenen Referenzvolumens
20 durchgeführt wird. Das Referenzvolumen ist der Primärdaten-
satz (ursprünglicher Volumendatensatz), der beispielsweise
mit maximal scharfem Faltungskern sowie maximal schmalem
Schichtempfindlichkeitsprofil aus dem Rohdatensatz errechnet
wurde.

25 Allgemein wird eine obige Filterung nach dem ersten Ausfüh-
rungsbeispiel des zweiten erfindungsgemäßen Verfahrens so
durchgeführt, dass nach Vorgabe der Transferfunktion die
dreidimensionale Filtercharakteristik in Abhängigkeit von der
30 Fensterweite durch einen Bildverarbeitungsprozess, der auf
dem Computer 8 durchgeführt wird, adaptiert wird. Das Refe-
renzvolumen wird mit dem entsprechenden dreidimensionalen
Faltungskern der gewünschten Bildcharakteristik angepasst und
daraus anschließend die entsprechenden Sekundärebenen (MPRs)
35 berechnet. Schließlich wird die jeweilige Sekundärebene mit
der gewählten Fensterweite zur Darstellung gebracht.

Die praktische Realisierung einer derartigen fenstergesteuerten Filterung von CT-Bildern erfolgt beispielsweise dadurch, dass der Anwender auf dem Monitor 6 des Computers 8 auf einem virtuellen Interface mit der Maus die Fensterweite (Fenster-

5 einstellung) entsprechend den diagnostischen Zwecken ändert und gemäß der Transferfunktion die Filtercharakteristik des zugrundeliegenden Faltungskerns entsprechend zeitgleich verändert. So lässt sich allein durch Variation der Fensterweite die Bildcharakteristik (speziell Schärfe und Rauschen) den

10 diagnostischen Bedürfnissen des Anwenders anpassen.

Beide beschriebenen erfindungsgemäßen Verfahren sind nicht nur für die adaptierte Darstellung von Sekundärschnittbildern sondern auch in der klinischen Routine im Besonderen für die

15 diagnostische Auswertung von axialen Schichtbildern bedeutsam.

Patentansprüche

1. Verfahren zur fenstergesteuerten Filterung von CT-Bildern aufweisend die folgenden Schritte:

5

- a) Aufnehmen eines CT-Rohdatensatzes mit einem CT-Gerät oder mit einem C-Bogen-Gerät,
- b) Rekonstruktion eines Primärdatensatzes aus dem CT-Rohdatensatz mittels einem beispielsweise scharfen Faltungskern und einem beispielsweise schmalen Schichtempfindlichkeitsprofil,
- c) Bereitstellen einer Transferfunktion als funktionaler Zusammenhang zwischen Fensterweite und Bildschärfe,
- d) Automatische Berechnung der Bildschärfe des CT-Bildes einer ausgewählten, in dem Primärdatensatz liegenden Schicht in Abhängigkeit von einer ausgewählten Fensterweite für die ausgewählte Schicht durch einen Bildverarbeitungsprozess auf Basis der Transferfunktion.

15

20

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Bildverarbeitungsprozess die Fensterweite an zumindest einen Parameter des dreidimensionalen Faltungskerns gekoppelt ist, mit dem der Primärdatensatz erneut gefaltet wird und die zumindest eine Schicht hinsichtlich der Bildschärfe modifiziert wird.

25

3. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

30

dass in dem Bildverarbeitungsprozess die Fensterweite an zumindest einen Parameter eines zweidimensionalen Faltungskerns gekoppelt ist mit dem die zumindest eine Schicht gefaltet und hinsichtlich der Bildschärfe modifiziert wird.

35

4. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

10. Verfahren nach Anspruch 9,
dadurch gekennzeichnet,

- 5 dass der Anwender über eine Eingabeschnittstelle zumindest einen Parameter des dreidimensionalen Primärdaten-Faltungskerns variieren kann, mit dem dann in dem Bildverarbeitungsprozess der Primärdatensatz erneut gefaltet und daraus ein neuer Bildstapel ermittelt wird der hinsichtlich
10 der Bildschärfe modifiziert ist.

11. Verfahren nach Anspruch 9 bis 10,
dadurch gekennzeichnet,

- 15 dass der Anwender über eine Eingabeschnittstelle zumindest einen Parameter eines zweidimensionalen Faltungskerns variieren kann, mit dem dann in dem Bildverarbeitungsprozess die einzelnen Schichten des Bildstapels einzeln gefaltet und hinsichtlich ihrer Bildschärfe modifiziert werden.

12. Verfahren nach Anspruch 9 bis 11,

- 20 dadurch gekennzeichnet,
dass die Schritte (4) und (5) vom Anwender so oft wiederholt werden können, bis eine befriedigende Bildcharakteristik erreicht ist.

13. Verfahren nach Anspruch 9 bis 12,

- 25 dadurch gekennzeichnet,
dass der Bildstapel einen Stapel aus axialen Bildern darstellt.

14. Verfahren nach Anspruch 9 bis 12,

- 30 dadurch gekennzeichnet,
dass der Bildstapel einen Stapel aus beliebigen Sekundärschnitten darstellt.

15. Verfahren nach Anspruch 9 bis 14,

- 35 dadurch gekennzeichnet,

dass bei ungenügender Bildcharakteristik auch die Schichtdicke einer in dem Bildstapel enthaltenen Schicht variiert wird.

- 5 16. Computer-Tomographiegerät zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 15, mit einem Computer, der die einzelnen Schritte der CT-Bildverarbeitung durchführt.

17. Computersoftware-Produkt,

- 10 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,
dass es ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15 implementiert, wenn es auf einer mit einem Computer-Tomographiegerät verbundenen Recheneinrichtung läuft.

Zusammenfassung

Retrospektive bzw. fenstergesteuerte Filterung von Bildern zur Adaption von Schärfe und Rauschen in der Computer-

5 Tomographie

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur beispielsweise fenstergesteuerten Filterung von CT-Bildern aufweisend die folgenden Schritte:

- 10 a) Aufnehmen eines CT-Rohdatensatzes mit einem CT-Gerät oder mit einem C-Bogen-Gerät,
 - b) Rekonstruktion eines Primärdatensatzes aus dem CT-Rohdatensatz mittels einem beispielsweise scharfen Faltungskern und schmalen Schichtempfindlichkeitsprofil,
 - 15 c) Bereitstellen einer Transferfunktion als funktionaler Zusammenhang zwischen Fensterweite und Bildschärfe,
 - d) Automatische Berechnung der Bildschärfe des CT-Bildes einer ausgewählten, in dem Primärdatensatz liegenden Schicht in Abhängigkeit von einer ausgewählten Fensterweite für die ausgewählte Schicht durch einen Bildverarbeitungsprozess auf Basis der Transferfunktion.
- 20

FIG 4

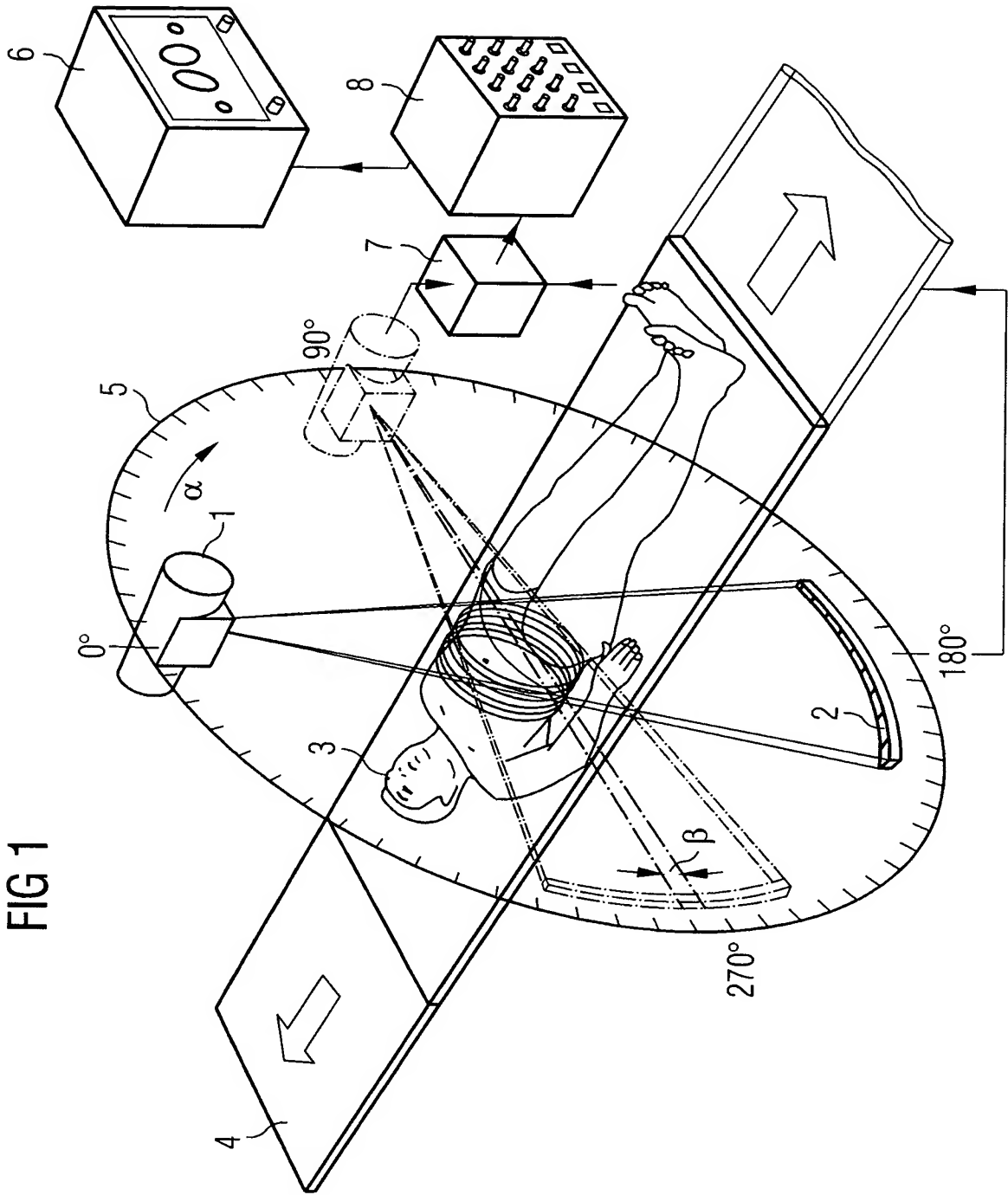


FIG 2

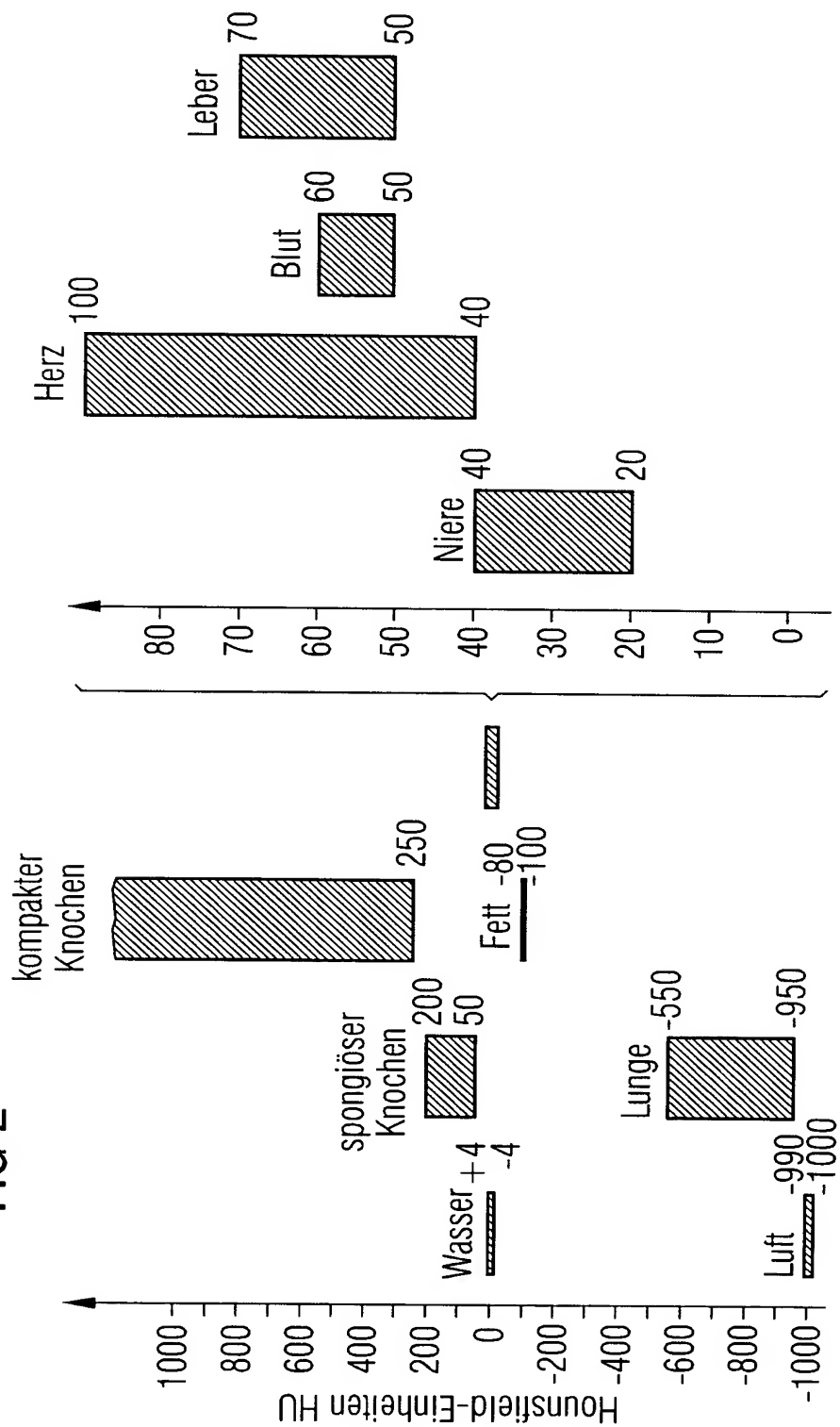


FIG 3

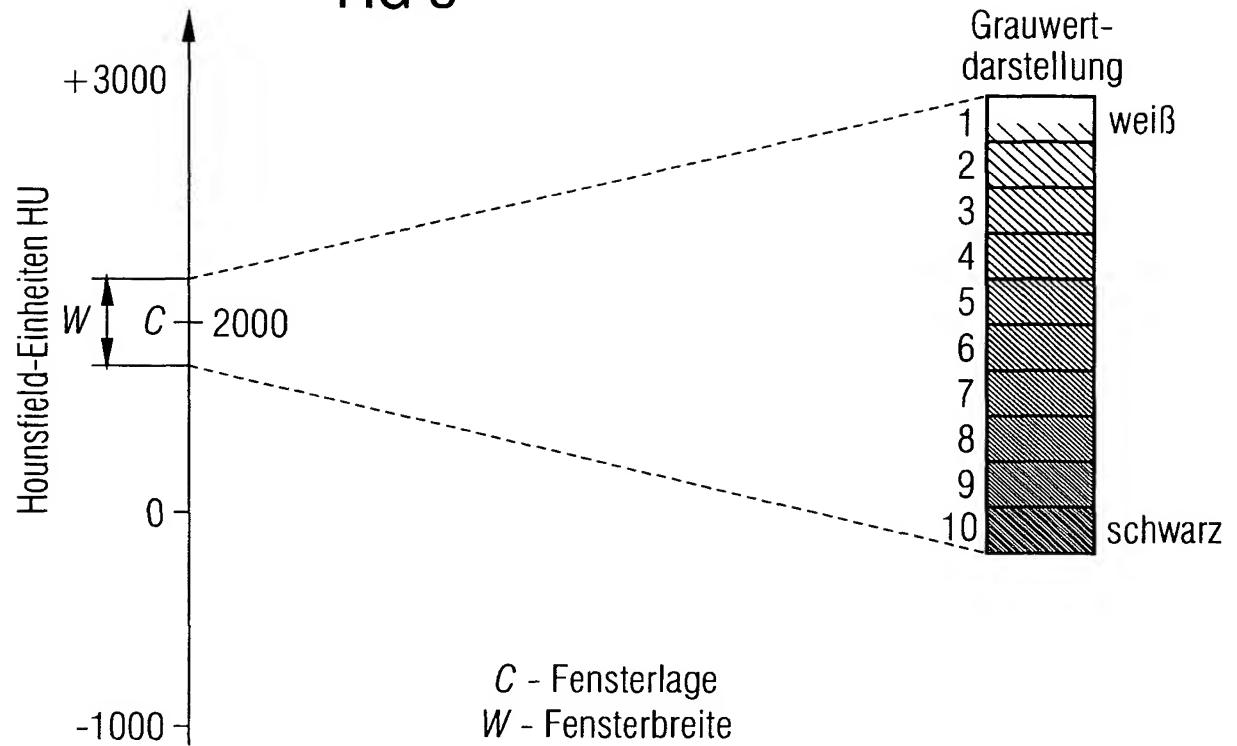


FIG 4

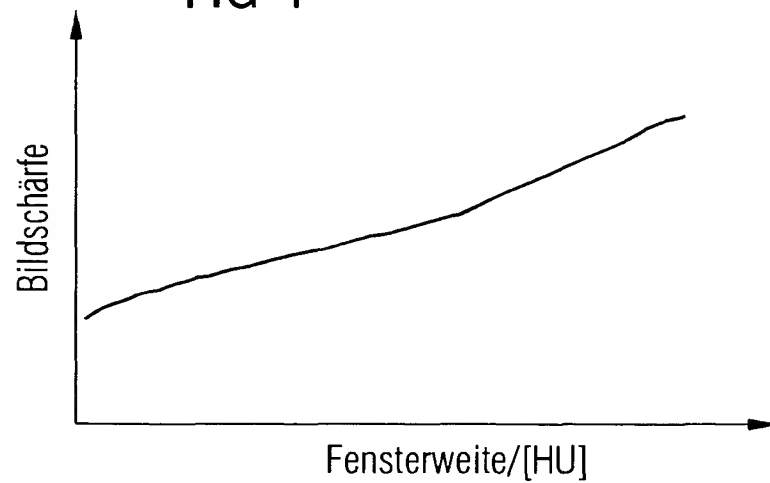


FIG 5

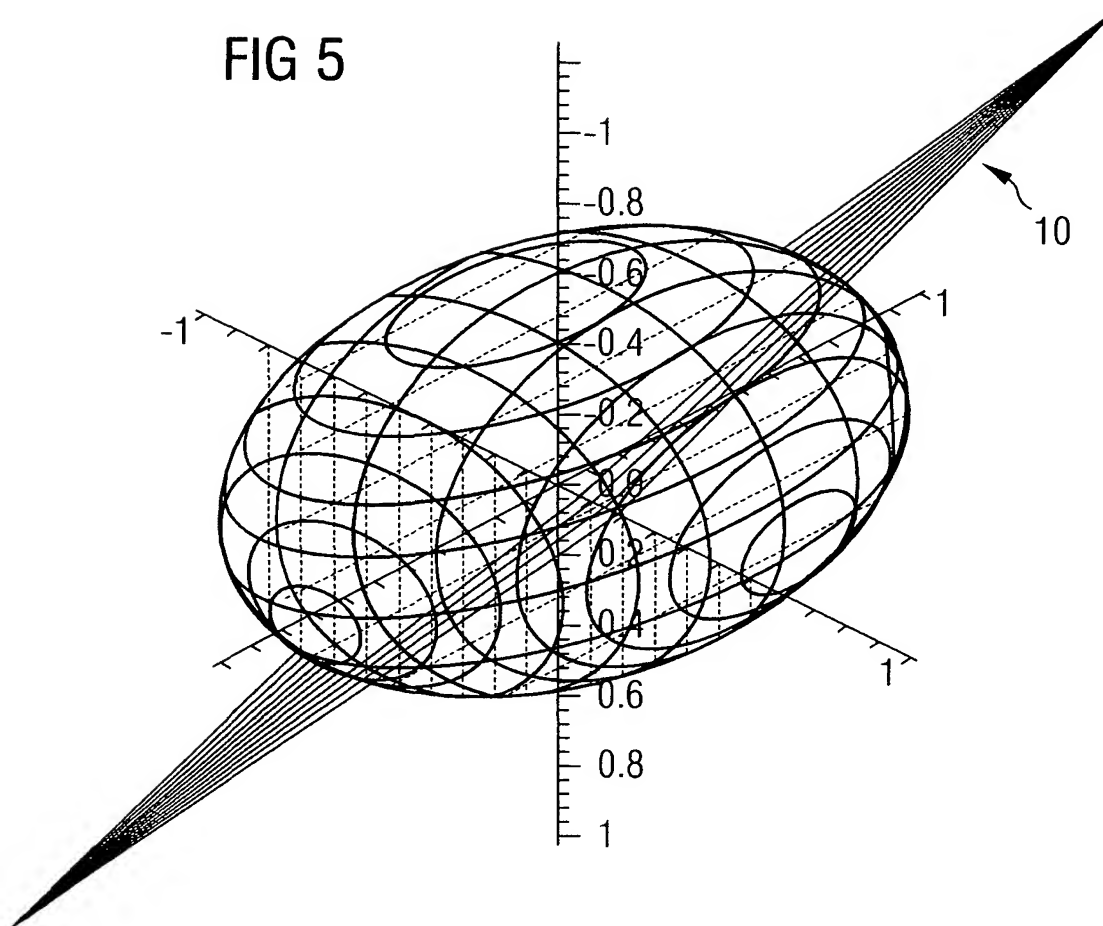
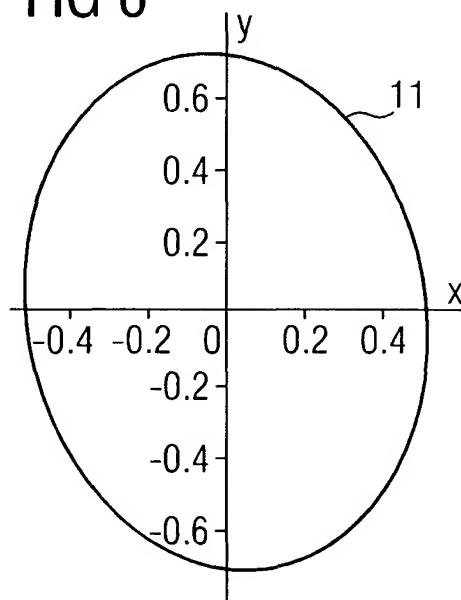


FIG 6





A DOCPHOENIX

☐ TRNA _____
Transmittal New Application

☐ SPEC _____
Specification

☐ CLM _____
Claims

☐ ABST _____
Abstract

☐ DRW _____
Drawings

☐ OATH _____
Oath or Declaration

☐ ADS _____
Application Data Sheet

☐ A... _____
Amendment Including Elections

☐ A.PE _____
Preliminary Amendment

☐ REM _____
Applicant Remarks in Amendment

☐ IDS _____
IDS Including 1449

☐ 371P _____
PCT Papers in a 371P Application

☐ FOR _____
Foreign Reference

☐ NPL _____
Non-Patent Literature

☐ FRPR _____
Foreign Priority Papers

☐ ARTIFACT _____
Artifact

☐ LET. _____
Misc. Incoming Letter

☐ IMIS _____
Misc. Internal Document

☐ TRREISS _____
Transmittal New Reissue Application

☐ PROTRANS _____
Translation of Provisional in Nonprovisional

☐ BIB _____
Bib Data Sheet

☐ WCLM _____
Claim Worksheet

☒ WFEE 01 _____
Fee Worksheet

☐ APPENDIX _____
Appendix

☐ COMPUTER _____
Computer Program Listing

☐ SPEC NO _____
Specification Not in English

☐ N417 _____
Copy of EFS Receipt Acknowledgement

☐ CRFL _____
Computer Readable Form Transfer Request Filed

☐ CRFS _____
Computer Readable Form Statement

☐ SEQLIST _____
Sequence Listing

☐ SIR. _____
SIR Request

☐ AF/D _____
Affidavit or Exhibit Received

☐ DIST _____
Terminal Disclaimer Filed

☐ PET. _____
Petition

☐ END JOB☐ DUPLEX

PATENT APPLICATION FEE DETERMINATION RECORD

Effective January 1, 2003

Application or Docket Number

10644740

CLAIMS AS FILED - PART I

(Column 1)

(Column 2)

TOTAL CLAIMS	45	
FOR	NUMBER FILED	NUMBER EXTRA
TOTAL CHARGEABLE CLAIMS	45 minus 20 = *	25
INDEPENDENT CLAIMS	2 minus 3 = *	0
MULTIPLE DEPENDENT CLAIM PRESENT <input type="checkbox"/>		

* If the difference in column 1 is less than zero, enter "0" in column 2

SMALL ENTITY
TYPE ☐

OR
OTHER THAN
SMALL ENTITY

RATE	FEE
BASIC FEE	375.00
X\$ 9=	
X42=	
+140=	
TOTAL	

RATE	FEE
BASIC FEE	750.00
X\$18=	450
X84=	
+280=	
TOTAL	1200

CLAIMS AS AMENDED - PART II

(Column 1)

(Column 2)

(Column 3)

AMENDMENT A	CLAIMS REMAINING AFTER AMENDMENT		HIGHEST NUMBER PREVIOUSLY PAID FOR	PRESENT EXTRA
	Total	*	Minus	**
	Independent	*	Minus	***
	FIRST PRESENTATION OF MULTIPLE DEPENDENT CLAIM <input type="checkbox"/>			

SMALL ENTITY

OR
OTHER THAN
SMALL ENTITY

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$ 9=	
X42=	
+140=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$18=	
X84=	
+280=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

AMENDMENT B	CLAIMS REMAINING AFTER AMENDMENT		HIGHEST NUMBER PREVIOUSLY PAID FOR	PRESENT EXTRA
	Total	*	Minus	**
	Independent	*	Minus	***
	FIRST PRESENTATION OF MULTIPLE DEPENDENT CLAIM <input type="checkbox"/>			

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$ 9=	
X42=	
+140=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$18=	
X84=	
+280=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

AMENDMENT C	CLAIMS REMAINING AFTER AMENDMENT		HIGHEST NUMBER PREVIOUSLY PAID FOR	PRESENT EXTRA
	Total	*	Minus	**
	Independent	*	Minus	***
	FIRST PRESENTATION OF MULTIPLE DEPENDENT CLAIM <input type="checkbox"/>			

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$ 9=	
X42=	
+140=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

RATE	ADDITIONAL FEE
X\$18=	
X84=	
+280=	
TOTAL	
ADDIT. FEE	

* If the entry in column 1 is less than the entry in column 2, write "0" in column 3.

** If the "Highest Number Previously Paid For" IN THIS SPACE is less than 20, enter "20."

*** If the "Highest Number Previously Paid For" IN THIS SPACE is less than 3, enter "3."

The "Highest Number Previously Paid For" (Total or Independent) is the highest number found in the appropriate box in column 1.